

Vergleichende Untersuchung über die Deformierbarkeit verschiedener teiladjustierbarer Artikulatoren

Vorgelegt

von

Klaus Zilbauer

aus

Vohenstrauß

1979



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkranke
der Universität Erlangen-Nürnberg
Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. A. Fleischer-Peters
Funktionelle Gebißanalyse
Prof. Dr. Dr. O. Bock †

VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNG ÜBER DIE DEFORMIERBARKEIT
VERSCHIEDENER TEILADJUSTIERBARER ARTIKULATOREN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von

Klaus Zilbauer

aus Vohenstrauß

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät

der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. W. Kersten

Referent: Prof. Dr. Dr. O. Bock

Korreferent: Prof. Dr. A. Kröncke

Tag der mündlichen Prüfung: 19.11.1979

Gewidmet meiner Mutter Irma Zilbauer

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
Einleitung und Problemstellung.....	1
Bisherige Untersuchungen.....	2
Eigene Untersuchungen.....	5
I) 1) Labor-Versuche.....	5
a) Material.....	5
b) Methode.....	5
2) Ergebnisse.....	11
a) Vorversuch.....	11
b) Hauptversuch.....	19
II) 1) Klinische Versuche.....	32
Material und Methode.....	32
2) Ergebnisse.....	37
Diskussion.....	38
I) Zur Arbeit von Hofmann.....	38
II) Deformationsversuche.....	39
1) Streuung der einzelnen Geräte.....	39
2) Vergleich Prämolaren- Molarenkontakt.....	39
3) Vergleich der Mittelwerte.....	39
III) Klinische Versuche.....	41
Zusammenfassung.....	42
Literaturverzeichnis.....	43

EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Artikulatoren sind mechanische Geräte zur Simulation der Okklusion, die seit ca. 100 Jahren im zahnärztlichen Bereich Verwendung finden. Die Geräte wurden im Laufe der Zeit verfeinert: es fand eine Entwicklung statt, die vom einfachen Fixator zum volladjustierbaren Artikulator führte. Die Verbreitung speziell teiladjustierbarer Artikulatoren hat in den letzten Jahren stark zugenommen. Man kann davon ausgehen, daß selbst schon die überwiegende Mehrzahl von Studenten mit solchen semiadjustablen Geräten arbeitet.

Der Anwendungsbereich der teiladjustierbaren Geräte liegt heute hauptsächlich in der Funktionsdiagnostik, in der Okklusionsanalyse, in der Therapie bei prothetischen und konservierenden Rekonstruktionen (mehr im zahntechnischen Bereich); außerdem dienen Artikulatoren als Hilfsmittel zum Wiederherstellen von Kauflächen und letztlich auch als didaktisches Modell zum Verständnis der Unterkieferbewegung.

Die Verfeinerung der Artikulatoren ist aber begrenzt:

- 1) durch Konstruktions- und Materialeigenschaften der Geräte selbst
- 2) durch die verwendeten Materialien, wie z. B. Gipse, Wachse, Kunststoffe und verschieden harte Edelmetalllegierungen.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden, in wieweit sich Artikulatoren beim Gebrauch deformieren lassen und wie stark die einzelnen Geräte einer unterschiedlichen Verformbarkeit unterworfen sind, wenn ein einseitiger, asymmetrischer Störkontakt vorhanden ist.

BISHERIGE UNTERSUCHUNGEN

Untersuchungen über Artikulatoren wurden bisher unter anderem von MAROLD (1), KIENER (2), SCHEINGRABER (3) und HOFMANN (4) durchgeführt und veröffentlicht.

MAROLD (1) befaßte sich in seiner Arbeit "Das Problem des Artikulators in experimenteller Sicht" mit theoretischen Überlegungen über die Konstruktion und Verwendung eines verstellbaren Artikulators. Die Überlegungen beruhten auf der Voraussetzung, daß "die Bewegungsmöglichkeiten und der Bewegungsbereich des Unterkiefers von der Mechanik des Kiefergelenkes bestimmt werden. Unter diesen Voraussetzungen ist es möglich, die Kieferbewegungen mit Hilfe des Artikulators naturgetreu zu reproduzieren, wenn die Artikulatorgelenke als die mechanische Äquivalente der Kiefergelenke funktionieren und die Artikulatorgelenke sowie die Modelle der oberen und unteren Zahnreihe der individuellen Topografie der Kiefergelenke und der beiden Zahnreihen entsprechend am Artikulator angeordnet werden."

KIENER (2) untersuchte in einer vergleichenden Arbeit aus dem Jahre 1969, inwieweit vier gebräuchliche Artikulatoren (MASTICATOR, CONDYLATOR, DENTATUS ARL, WHIP MIX) mit Hilfe des pantografischen Registriergerätes nach WEBER in der Lage waren, die Grenzbewegungen des Unterkiefers zu reproduzieren. Die Reproduktion der lateralen Grenzbewegung gelang ihm am besten im MASTICATOR, "weil die Bennettbewegung im MASTICATOR dreidimensional einstellbar ist." "Die sagittale Kondylenbahn wird von allen Artikulatoren gut wiedergegeben." Zum Problem der zentrischen Reprodu-

zierbarkeit schreibt KIENER (2) zusammenfassend:

"Die Auswertung der Resultate zeigt, daß nur dann eine genaue Wiedergabe der zentrischen Relation erzielt wird, wenn die Scharnierachse genau bestimmt wird."

SCHEINGRABER (3) beschäftigte sich in seiner Dissertation mit dem "Auftreten von Verschleißerscheinungen der SAM Kondylarbahnelemente und dem damit verbundenen Verlust der Präzision" mit dem Ergebnis: "Der SAM Artikulator kann in der Reihe der semiadjustierbaren Artikulatoren in Bezug auf Kondylarbah nabnutzung als ein verschleißresistenter und damit robuster Artikulator betrachtet werden. Der Vorteil, den dieser Artikulator aufzuweisen hat, ist sein geringer Verschleiß. Falls aus Unachtsamkeit etwas beschädigt wurde, so ist eine leichte Austauschbarkeit aller Teile und seine leichte Nachjustierbarkeit durch den Hersteller bedeutsam."

Die Arbeit von HOFMANN (4) ist für uns deshalb von besonderem Interesse, da sie als Grundlage für die vorliegende Arbeit dient. Die von ihm angewandte Meßapparatur wurde von uns modifiziert und in den Versuchen zur Messung der Artikulatordeformation verwendet. HOFMANN (4) untersuchte im Rahmen seiner Arbeit, ob mit den drei semiadjustierbaren Artikulatoren DENTATUS ARH, SAM und WHIP MIX mit der für die gnathologische Methodik erforderlichen Präzision gearbeitet werden kann. HOFMANN (4) befaßte sich:

- 1) mit der Genauigkeit der Übertragung von Modellen in der terminalen Scharnierachsenposition auf die Artikulatoren
- 2) mit Fehlern beim Einartikulieren durch konstruktionsbedingte Faktoren der Geräte
- 3) mit der Untersuchung von Fehlern im klinischen Bereich

Seine meßtechnischen und klinischen Untersuchungen zeigten:

- 1) daß der WHIP MIX Artikulator den geforderten Ansprüchen in keiner Weise gerecht werden konnte
- 2) daß beim DENTATUS der guten Eigengenauigkeit eine unverhältnismäßig hohe Ungenauigkeit bei der Montage der Platten gegenübersteht. Dieser Umstand, die verhältnismäßig empfindlichen Gelenkkonstruktionen und die Unhandlichkeit für den Techniker, lassen eine Verwendung dieses Gerätes für konservierende und prothetische Arbeiten nur eingeschränkt zu. Im klinischen Bereich bewährte sich der Artikulator durch seine Non-Arcon-Konstruktion, durch vielfältige Einstellmöglichkeiten und durch die leichte Handhabung bei den erforderlichen Untersuchungsmethoden bestens
- 3) daß der neuentwickelte SAM durch die Konzeption als Arcon-Gerät für die klinischen Untersuchungsmethoden, vor allem die Analyse nach LAURITZEN nur bedingt tauglich ist. Für prothetische und konservierend-restaurative Aufgaben muß von den untersuchten Geräten diesem der Vorzug gegeben werden, da es von allen die beste Eigengenauigkeit zeigte, die Montage der Modelle in der terminalen Scharnierachsenposition unproblematisch ist und die Konstruktion als robust und unanfällig bezeichnet werden kann.

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

I) 1) Laborversuche

a) Material

Für die Untersuchungen standen zehn Artikulatoren zur Verfügung und zwar je fünf Exemplare der Firma SAM und der Firma DENTATUS, die statistisch zufällig (random samples) aus einer Vielzahl von Geräten ausgesucht wurden. Verwendung fanden von der Firma SAM die Artikulatoren mit den Nummern

1193 (SAM 1)

1177 (SAM 2)

1401 (SAM 3)

1402 (SAM 4)

1186 (SAM 5)

von der Firma DENTATUS die Geräte vom Typ ARH mit den Nummern

23561 (DENTATUS 1)

29240 (DENTATUS 2)

27337 (DENTATUS 3)

26233 (DENTATUS 4)

30151 (DENTATUS 5)

Die Bezeichnung in Klammern steht für die Benennung der einzelnen Artikulatoren während der Arbeit.

Es handelt sich bei den Geräten um Vertreter jeweils der Arcon- und Nonarcongruppe.

b) Methode

Ausgangspunkt war eine von der Abteilung für funktionelle Gebißanalyse entwickelte Meßapparatur mit sechs Uhren, die es er-

möglichst, Veränderungen in der horizontalen, sagittalen und transversalen Ebene, also dreidimensionale Verwindungen mit einer Ablesegenauigkeit von $1/500$ mm zu erfassen.

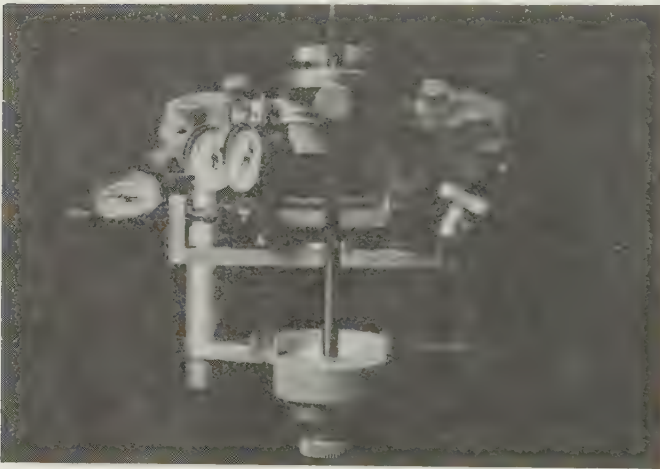


Abb. 1: SAM Artikulator mit Meßapparatur

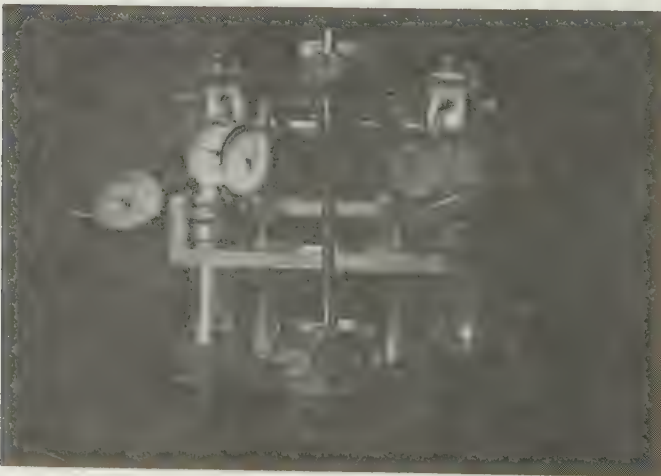


Abb. 2: DENTATUS Artikulator mit Meßapparatur.

In diese Meßapparatur wurde ein herausschraubbarer Stift eingebaut, der einem Primärkontakt entsprechen sollte. Da das Torsionsverhalten bei einem Frühkontakt im Molaren- bzw. Prämolarenbereich untersucht werden sollte, mußte der Stift in beiden Geräten den gleichen Abstand von zwei Fixpunkten haben, nämlich von den Kondylen und der Axis-Orbitalebene. Der Prämolarenkontakt lag auf dem Schnittpunkt zweier Kreise um die Kondylenpfosten mit dem Radius 7,5 und 9,5 cm, der des Molaren auf dem Schnittpunkt zweier Kreise um die Kondylenpfosten mit dem Radius 5,5 und 9 cm.

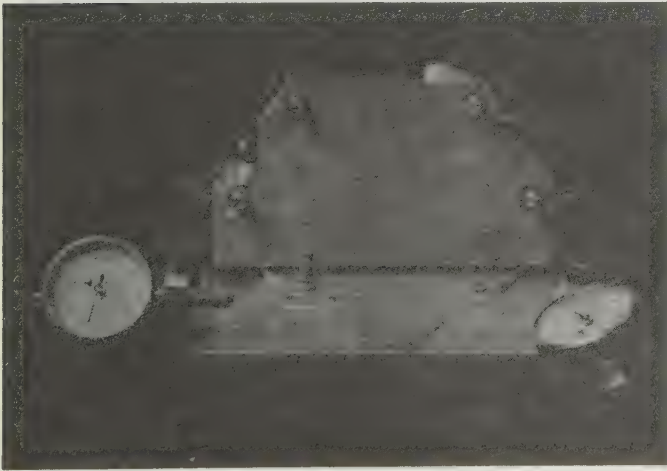


Abb. 3: Meßapparatur mit Kontakt im Molarenbereich

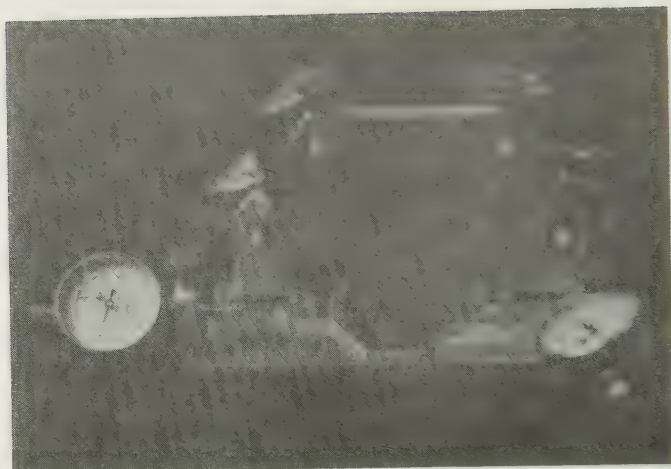


Abb. 4: Meßapparatur mit Kontakt im Prämolarenbereich

Für die Torsionsmessungen wurde eine Federwaage an der Feststellschraube für den Inzisalstift eingehängt. Um den gleichen Abstand von 14,9 cm von dem Mittelpunkt der Verbindungslinie der Kondylen und dem Angriffspunkt der Federwaage herzustellen, mußte die Feststellschraube beim DENTATUS verlängert werden. Die Federwaage hatte einen Meßbereich von 0 bis 2 kp, der Ablesebereich betrug 0,02 kp.

Bei den Versuchen wurden daraufhin das Artikulatoroberteil senkrecht nach unten gezogen und bei statischer Belastung die dreidimensionale Verwindung an den sechs Meßuhren abgelesen.

Bei den Untersuchungen wurden über zwölf-tausend Messungen von der gleichen Person vorgenommen; der Bereich der Messungen reichte jeweils von 200 p bis 2 kp, wobei alle 200 p abgelesen wurde.

Die Bennettwinkleinstellung von 15° und der Gelenkbahnneigungswinkel von 40° blieben stets konstant.

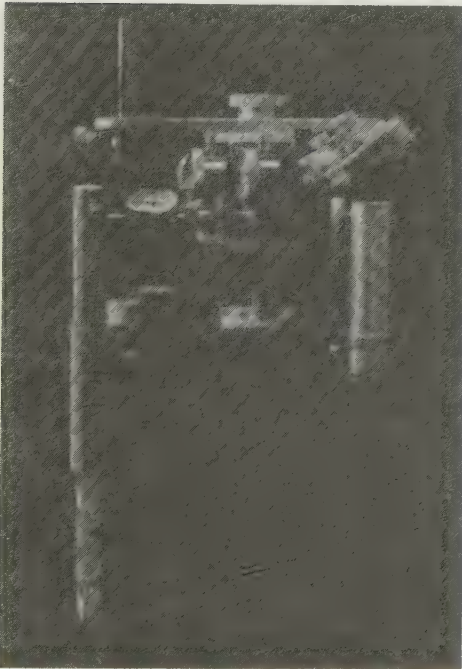


Abb. 5: SAM Artikulator mit Meßapparatur und Federwaage

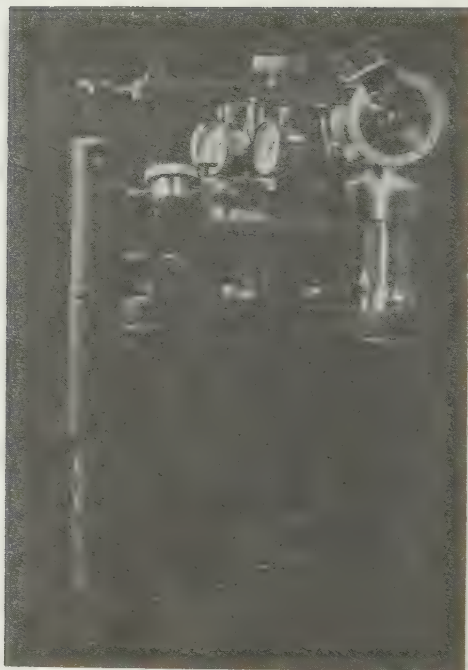


Abb. 6: DENTATUS Artikulator mit Meßapparatur und
Federwaage

2) Ergebnisse

Es wurden die Ergebnisse von drei der insgesamt sechs Uhren ausgewertet und zwar die Uhren mit den Nummern 2, 4 und 5. Die anderen Werte lagen nicht in der Ablesegenauigkeit der Meßuhren und wurden deshalb verworfen.

a) Vorversuch

Die Ergebnisse des Vorversuches stammen aus einer Meßreihe mit einem Artikulator der Firma SAM (SAM 1) und der Firma DENTATUS (DENTATUS 1). Die Versuche wurden mit der unveränderten Meßapparatur wie in der Arbeit von HOFMANN (4) durchgeführt. Eine Meßreihe umfaßte je zehn Werte von 200 p bis 2 kp, wobei alle 200 p abgelesen wurde. Dies wurde für jeden Artikulator im Molaren- und Prämolarenbereich durchgeführt. Es fiel auf, daß die Befestigung der Meßapparatur im Artikulator selbst sehr wenig stabil war und bei Belastung nachgab, das heißt, in sich deformierbar war und daß dadurch verfälschte Werte auftraten. Daraufhin wurde die Meßapparatur durch Verbindung der Meßplatte und der Montageplatte mit Gips verfestigt. Die Messungen wurden mit dem verbesserten, eingegipsten Gerät wiederholt und die Ergebnisse miteinander verglichen.

In den folgenden grafischen Darstellungen entspricht die mit "X" gekennzeichnete Kurve (Abb. 9 -14) dem Versuchsergebnis mit eingegipster, d. h. in sich stabiler Meßapparatur.

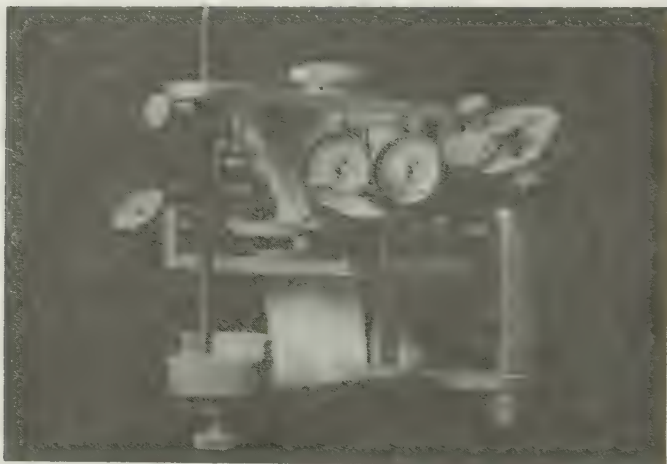


Abb. 7: SAM-Artikulator mit eingegipster Meßapparatur

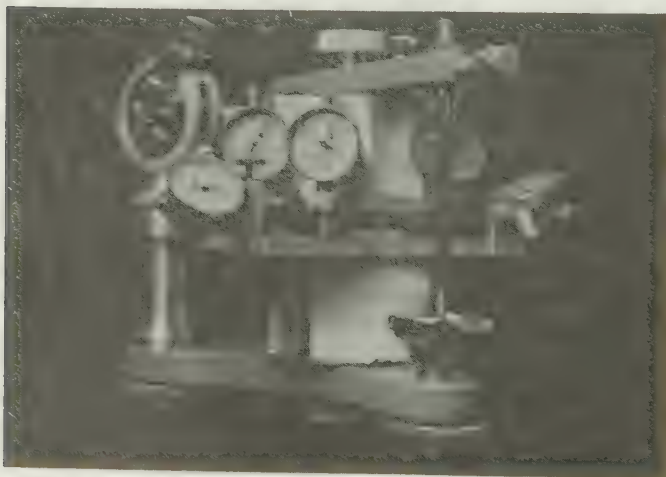


Abb. 8: DENTATUS-Artikulator mit eingegipster Meß-
apparatur

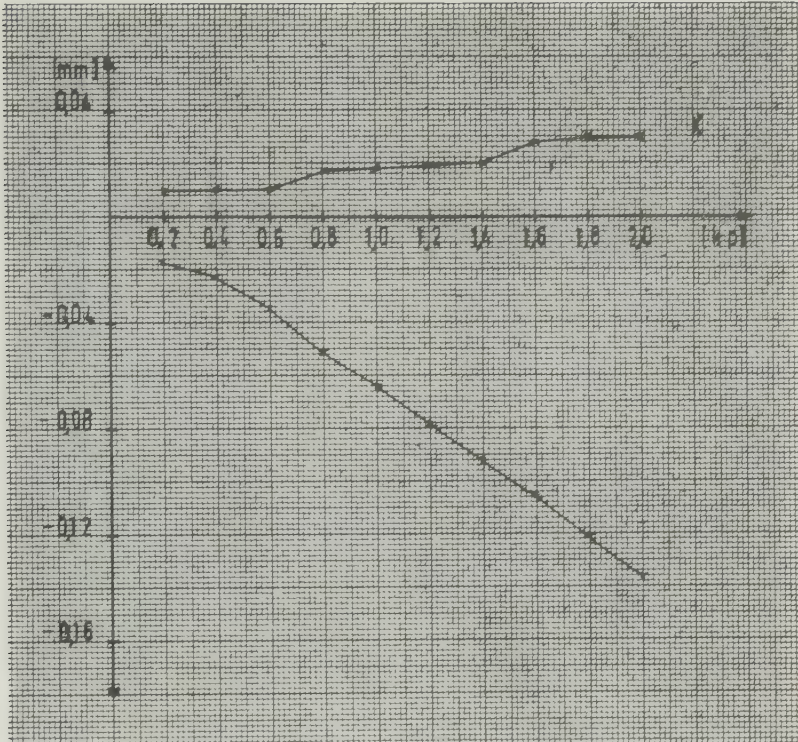


Abb. 9a: SAM Artikulator 1/ Uhr 2/ Prämolarenkontakt

Abb. 9b: (entfällt)

DENTATUS Artikulator 1/ Uhr 2/ Prämolarenkontakt

Bei den Ergebnissen von "DENTATUS/ Uhr 2/ Prämolar/ nicht eingegipst" mußte auf eine grafische Darstellung verzichtet werden, da keine meßbare Verformung festgestellt werden konnte. Der Wert "eingegipst" betrug 0,02 mm bei 2 kp Belastung.

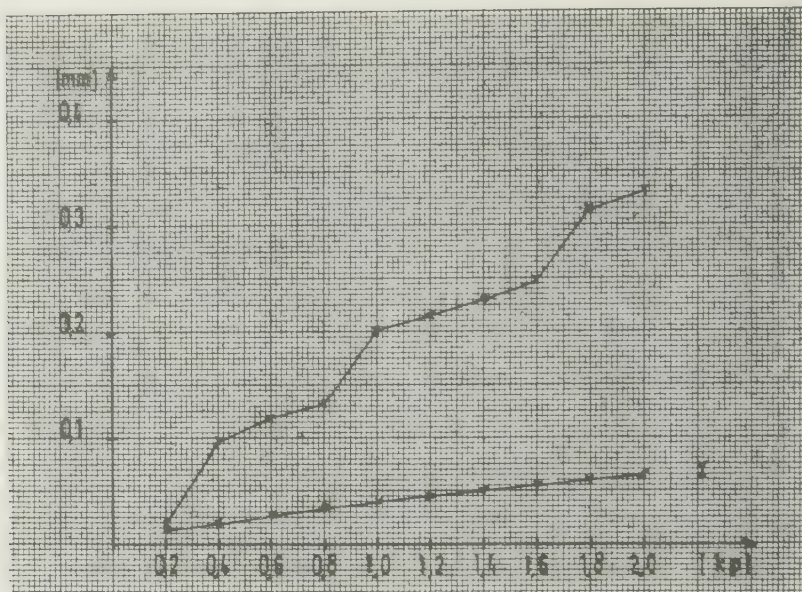


Abb. 10a: SAM Artikulator 1/ Uhr 4/ Prämolarenkontakt

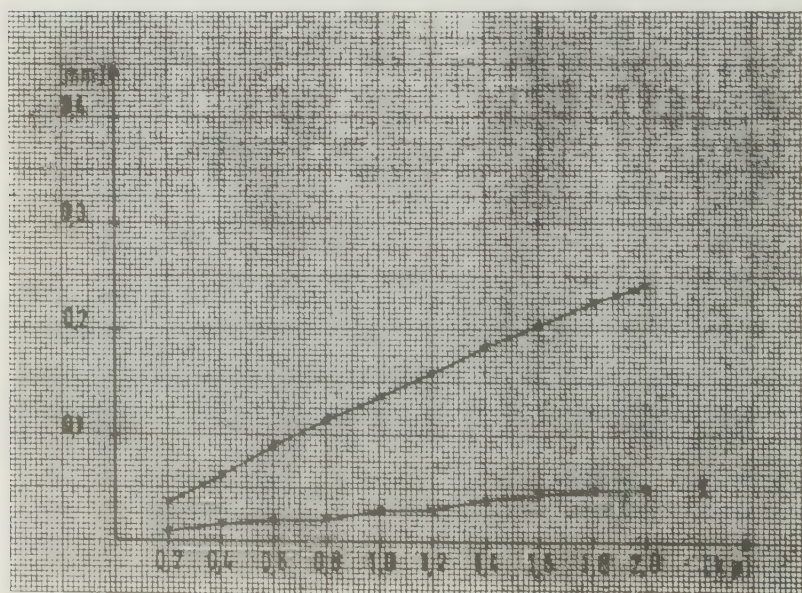


Abb. 10b: DENTATUS Artikulator 1/ Uhr 4/ Prämolarenkontakt

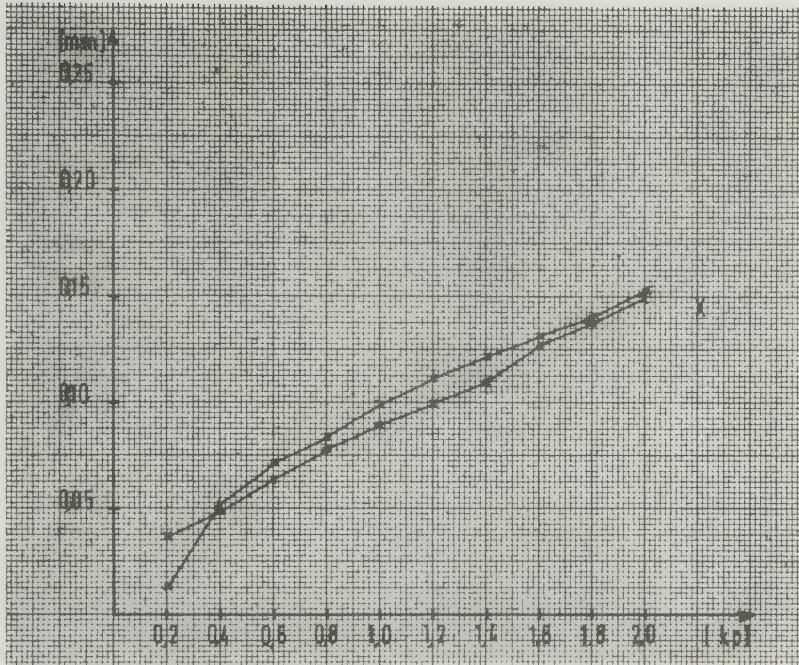


Abb. 11a: SAM Artikulator 1/ Uhr 5/ Prämolarenkontakt

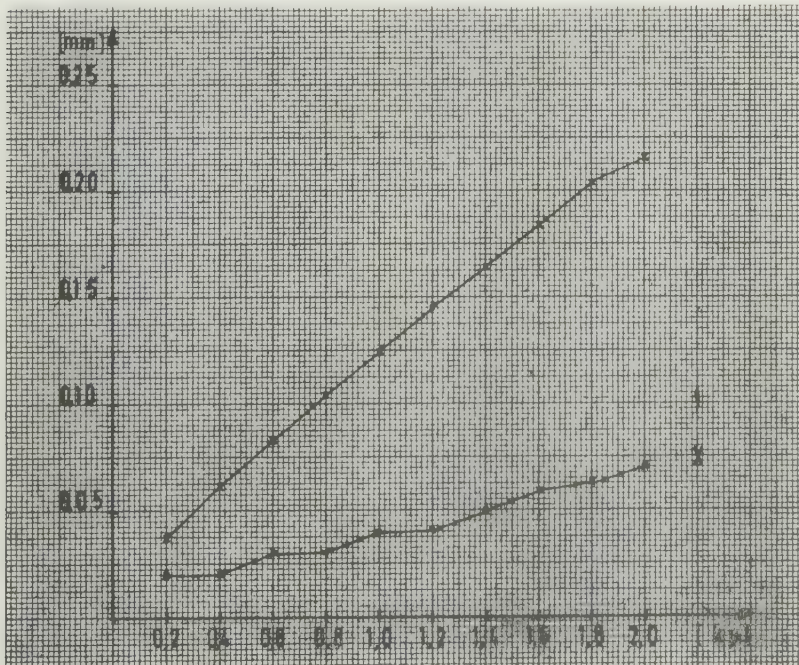


Abb. 11b: DENTATUS Artikulator 1/ Uhr 5/ Prämolarenkontakt

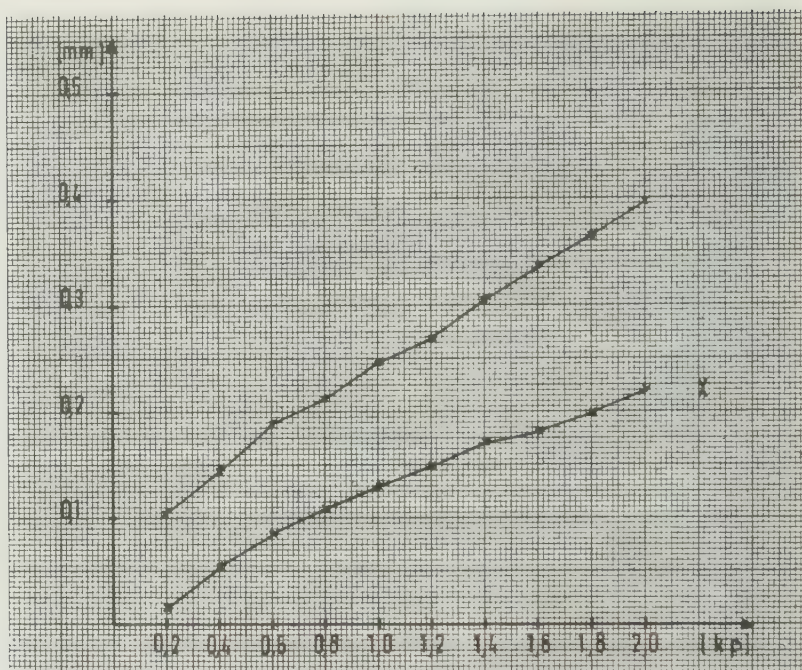


Abb. 12a: SAM Artikulator 1/ Uhr 2/ Molarenkontakt

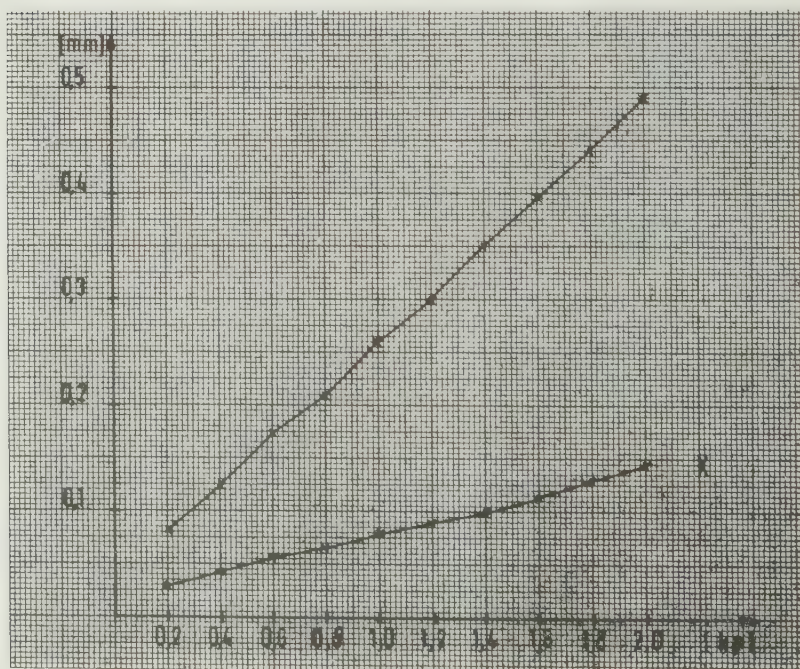


Abb. 12b: DENTATUS Artikulator 1/ Uhr 2/ Molarenkontakt

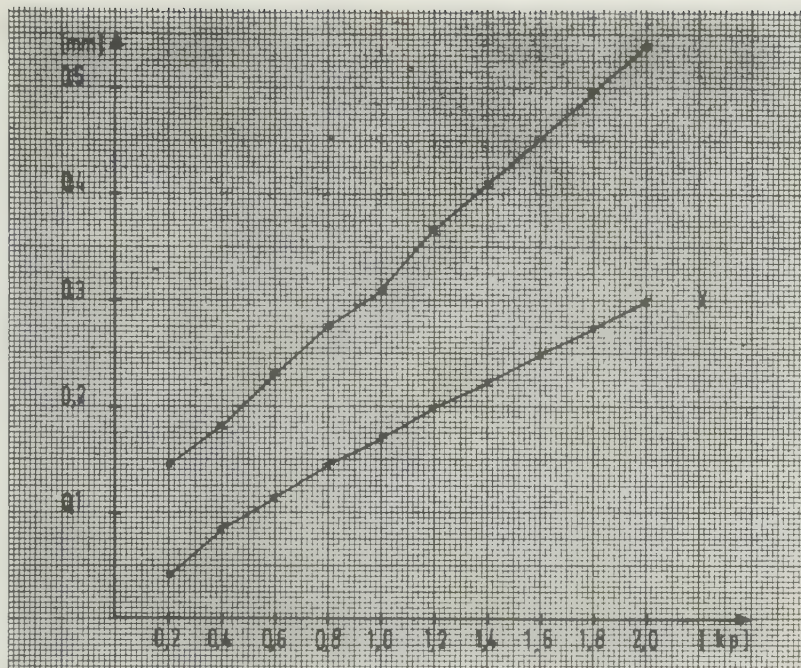


Abb. 13a: SAM Artikulator 1/ Uhr 4/ Molarenkontakt

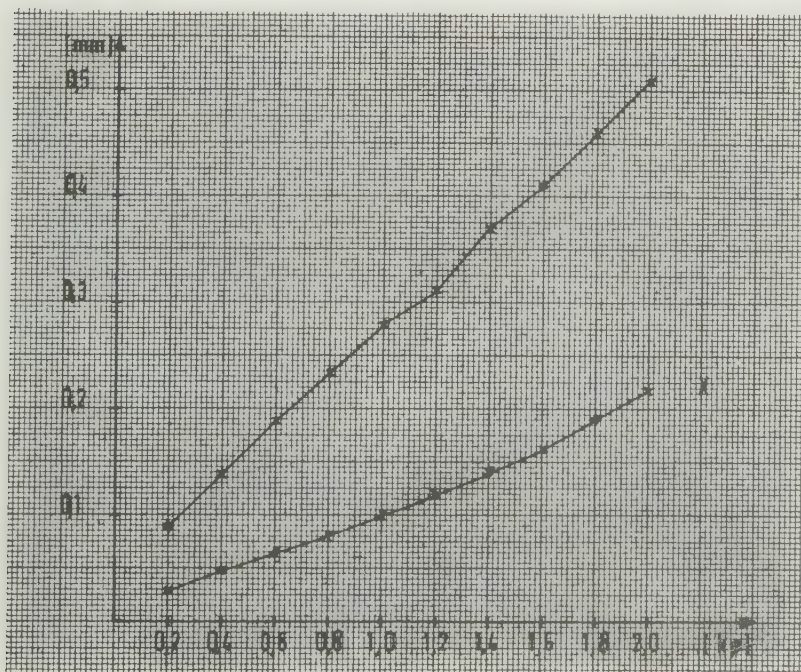


Abb. 13b: DENTATUS Artikulator 1/ Uhr 4/ Molarenkontakt

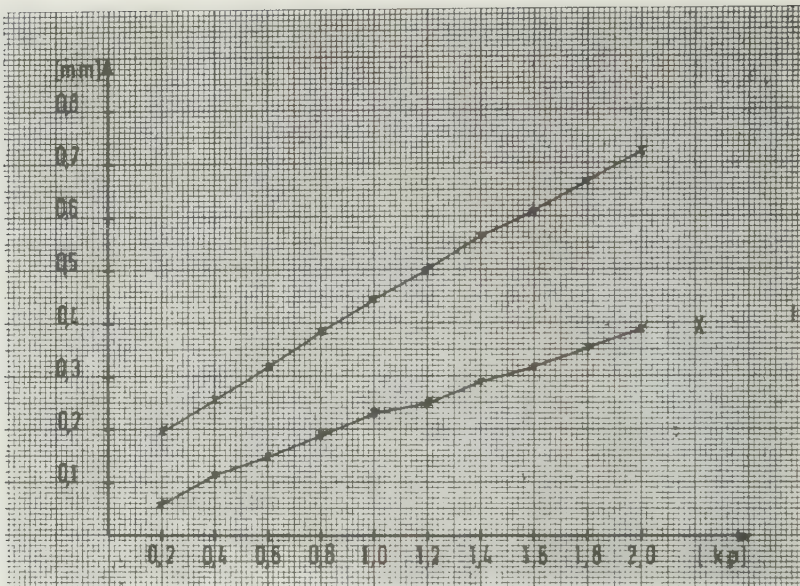


Abb. 14a: SAM Artikulator 1/ Uhr 5/ Molarenkontakt

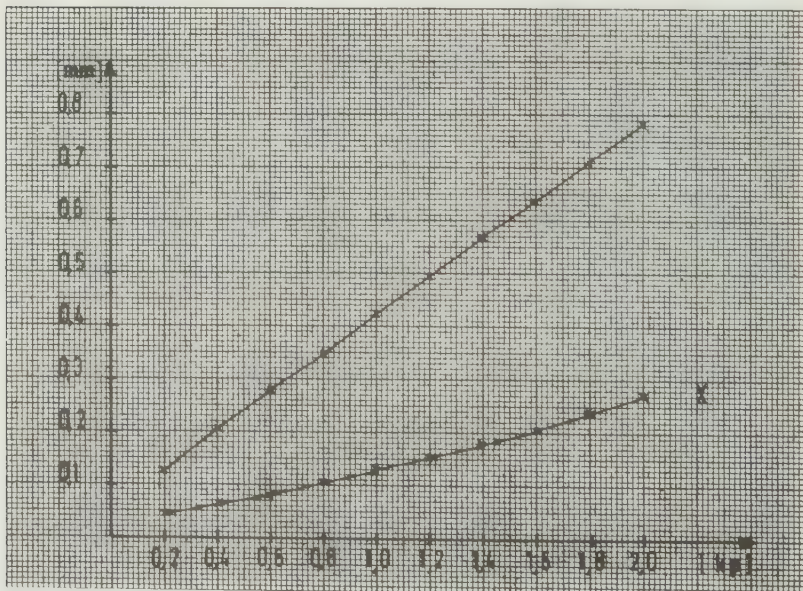


Abb. 14b: DENTATUS Artikulator 1/ Uhr 5/ Molarenkontakt

b) Hauptversuch

Zu den Ergebnissen des Vorversuches mit den "eingegipsten" Werten wurden nun je Fabrikat weitere vier Meßreihen mit der verbesserten Meßapparatur durchgeführt, die alle in den folgenden grafischen Darstellungen (Abb. 15-20) dargestellt sind. Aus den jeweils fünf Meßreihen wurde ein Mittelwert gebildet, der stärker ausgezeichnet und mit "MW" gekennzeichnet wurde. Die Mittelwerte der jeweils drei auswertbaren Uhren wurden dann in vier Tabellen bei gleichem Maßstab zusammengefaßt (Abb. 21-22).

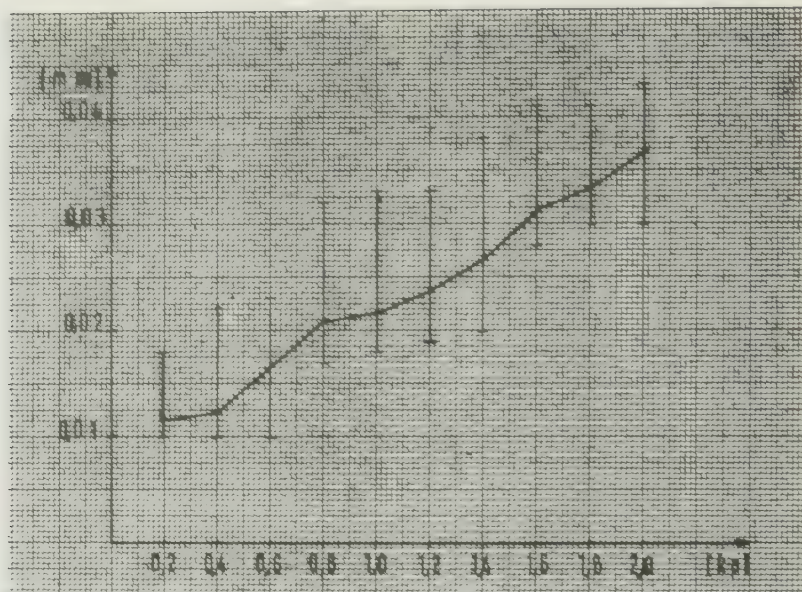


Abb. 15a: SAM Artikulatoren 1-5/ Uhr 2/ Prämolarenkontakt

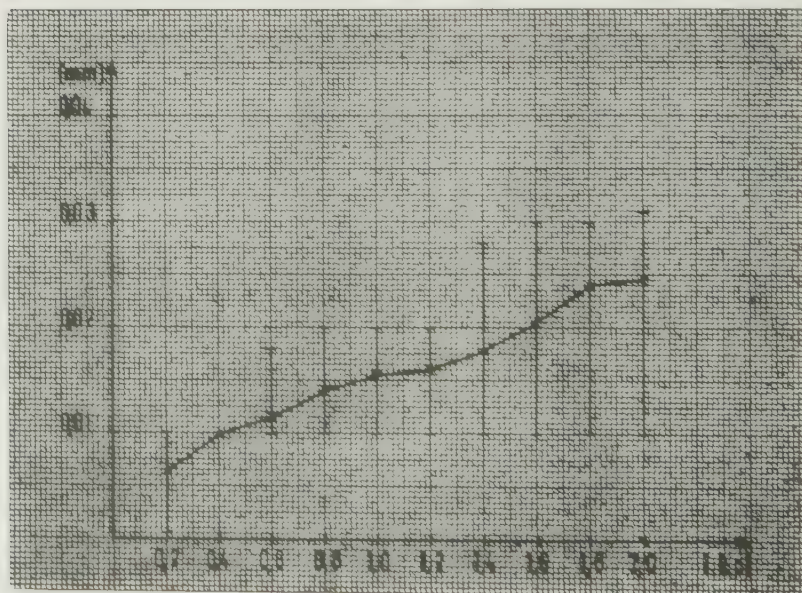


Abb. 15b: DENTATUS Artikulatoren 1-5/ Uhr 2/ Prämolarenkontakt

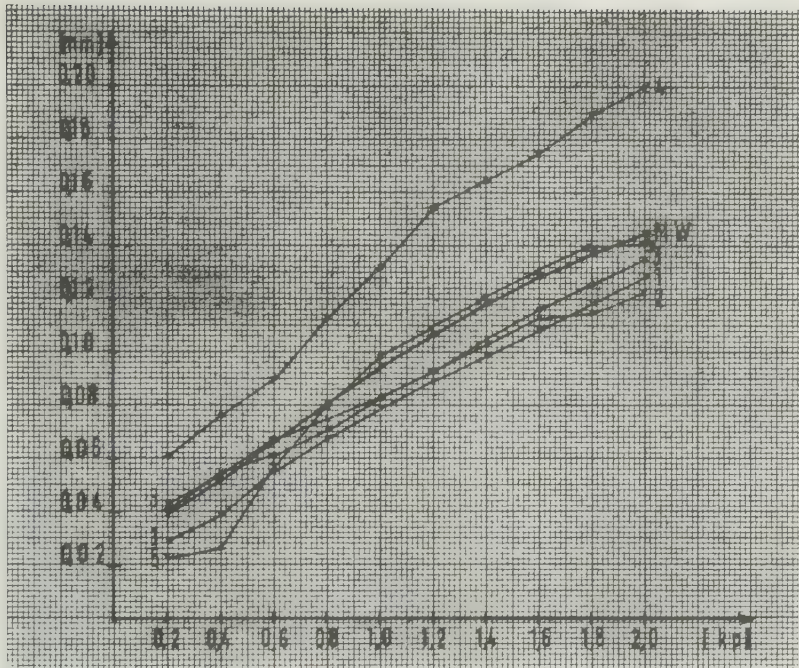


Abb. 16a: SAM Artikulatoren 1-5/ Uhr 4/ Prämolarenkontakt

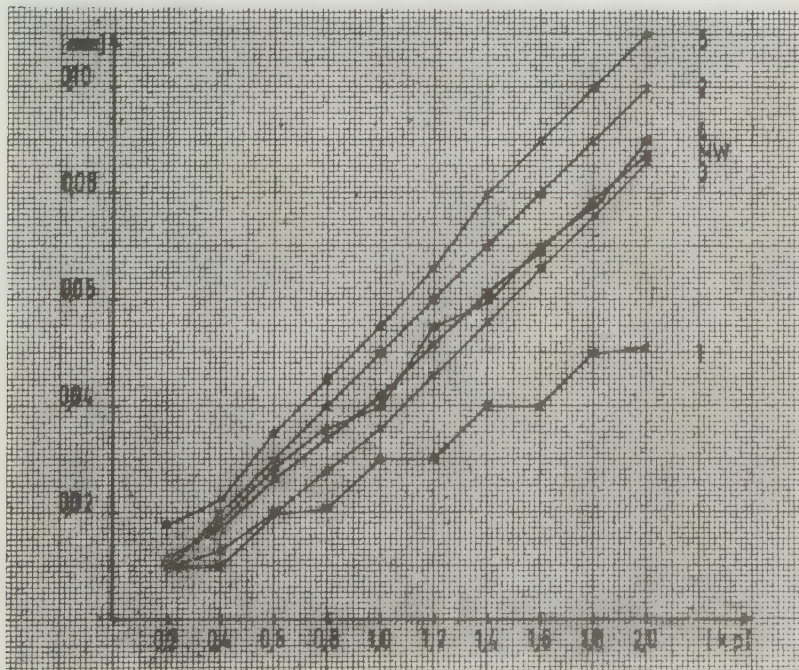


Abb. 16b: DENTATUS Artikulatoren 1-5/ Uhr 4/ Prämolarenkontakt

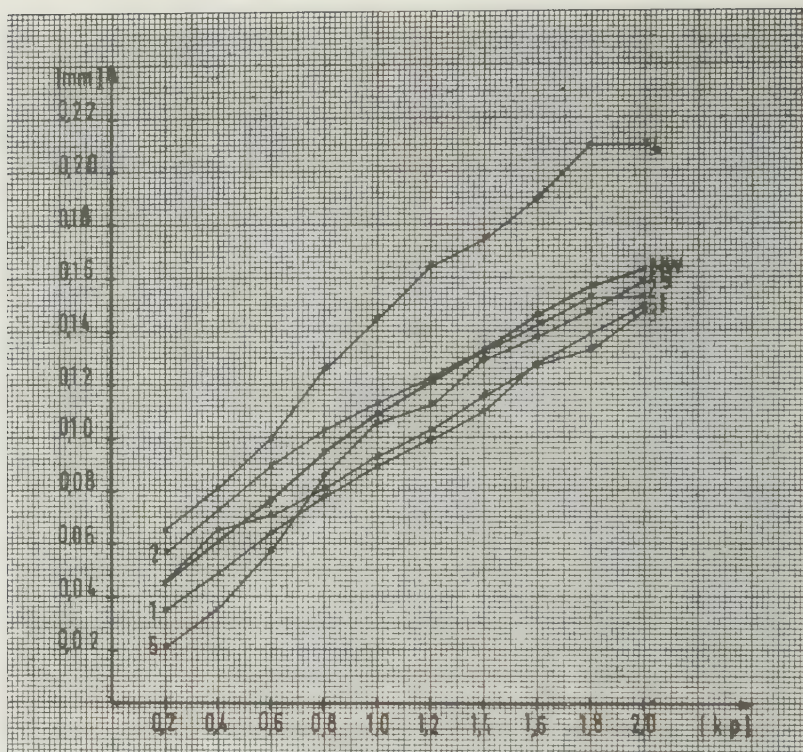


Abb. 17a: SAM Artikulatoren 1-5/ Uhr 5/ Prämolarenkontakt

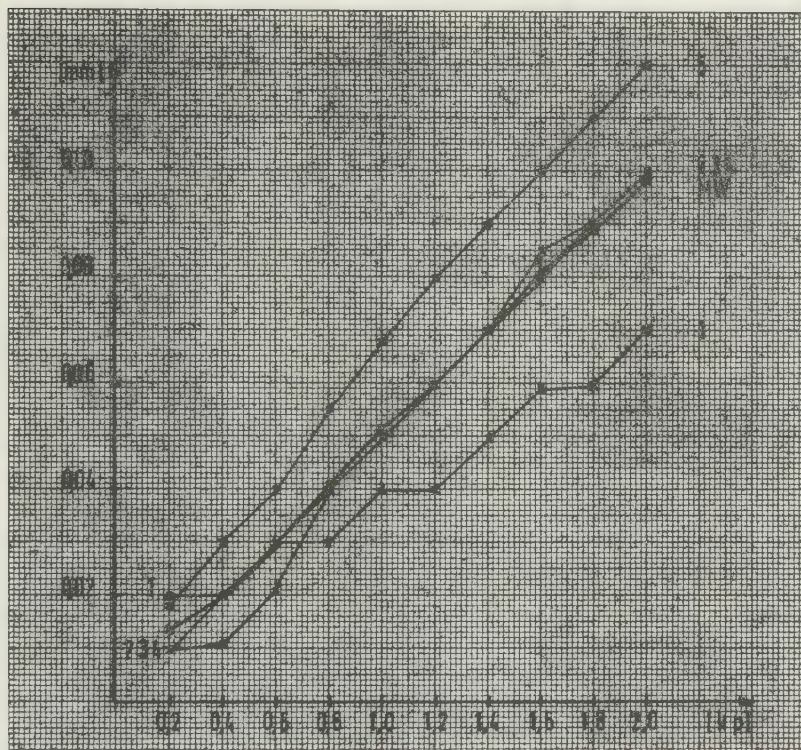


Abb. 17b: DENTATUS Artikulatoren 1-5/ Uhr 5/ Prämolarenkontakt

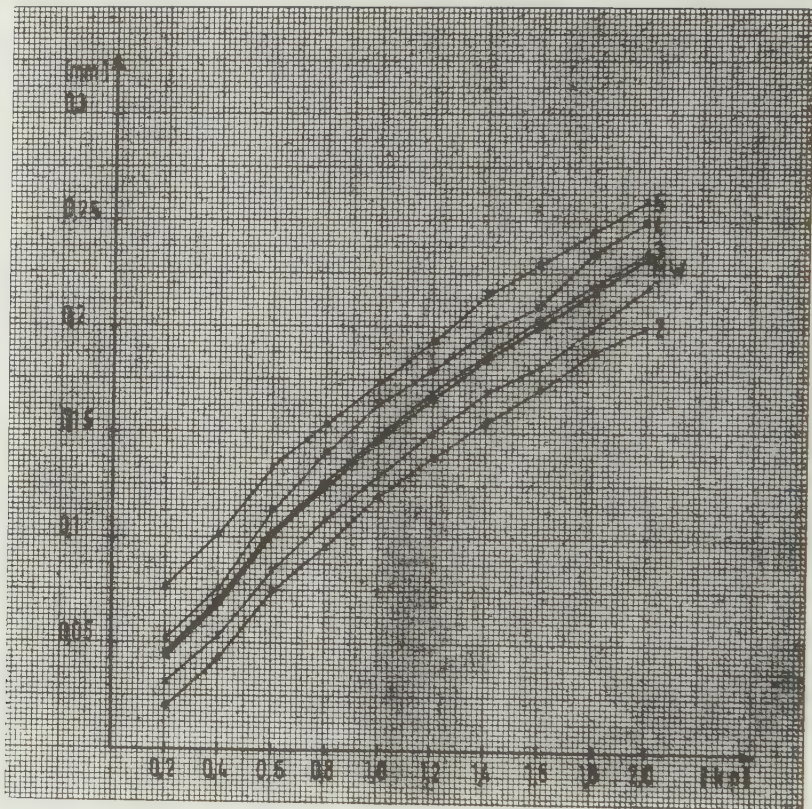


Abb. 18a: SAM Artikulatoren 1-5/ Uhr 2/ Molarenkontakt

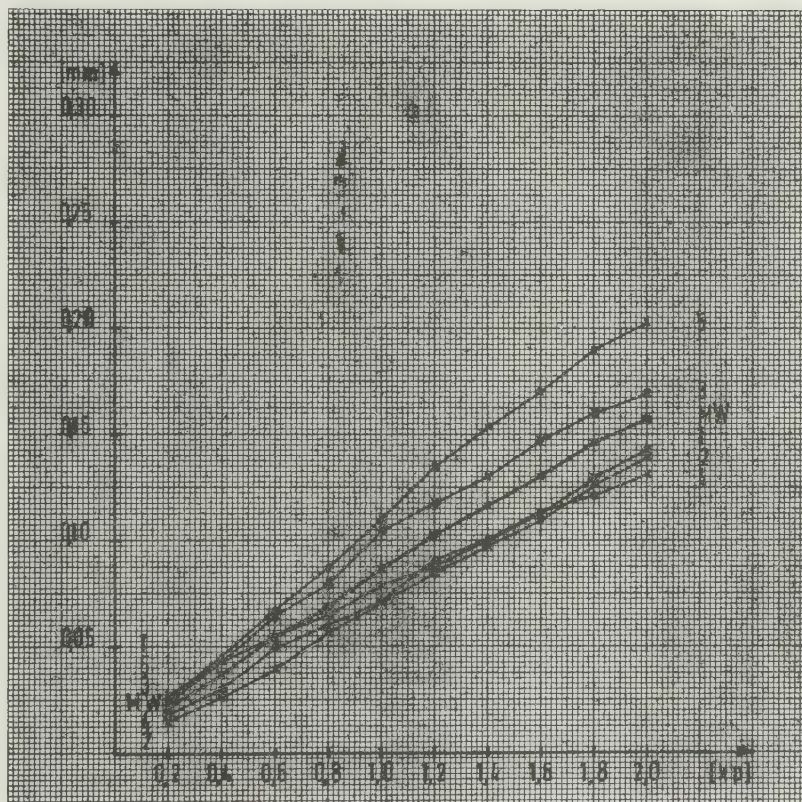


Abb. 18b: DENTATUS Artikulatoren 1-5/ Uhr 2/ Molarenkontakt

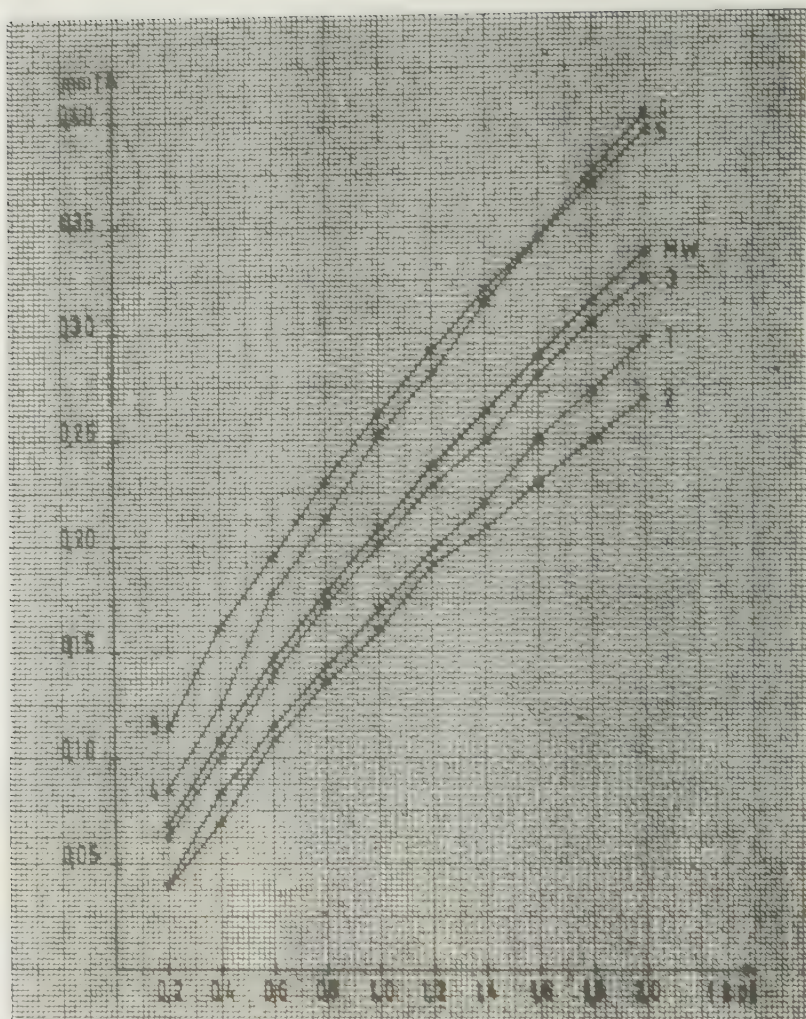


Abb. 19a: SAM Artikulatoren 1-5/ Uhr 4/ Molarenkontakt

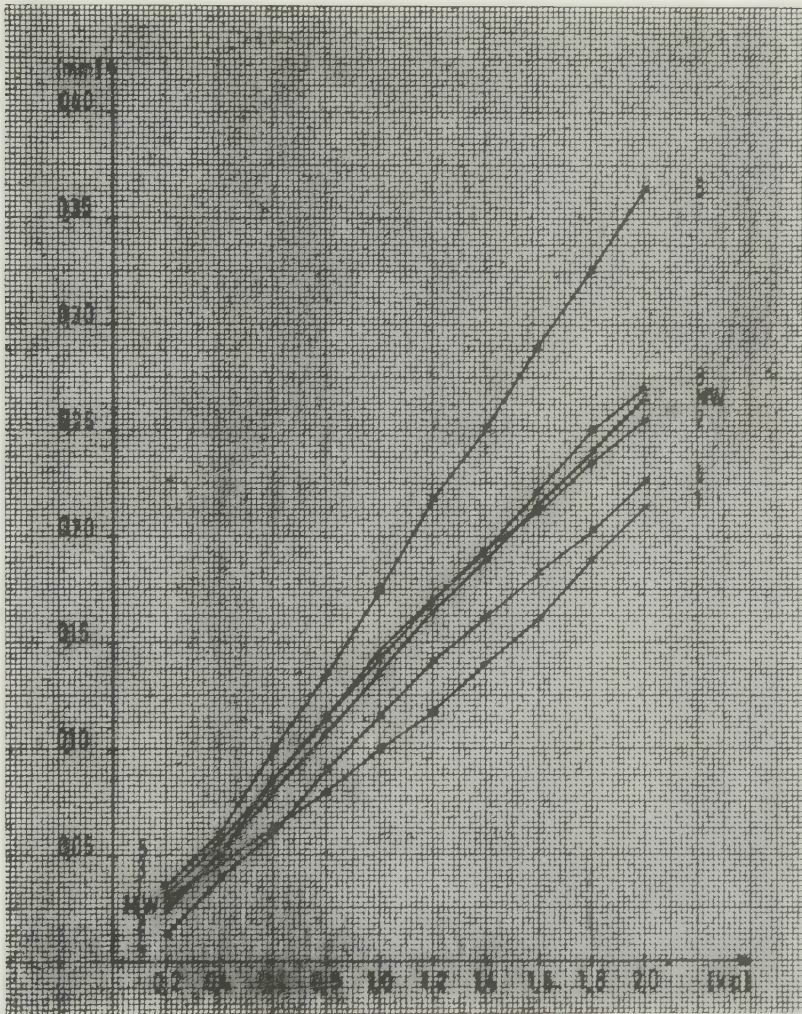


Abb. 19b: DENTATUS Artikulatoren 1-5/ Uhr 4/ Molarenkontakt

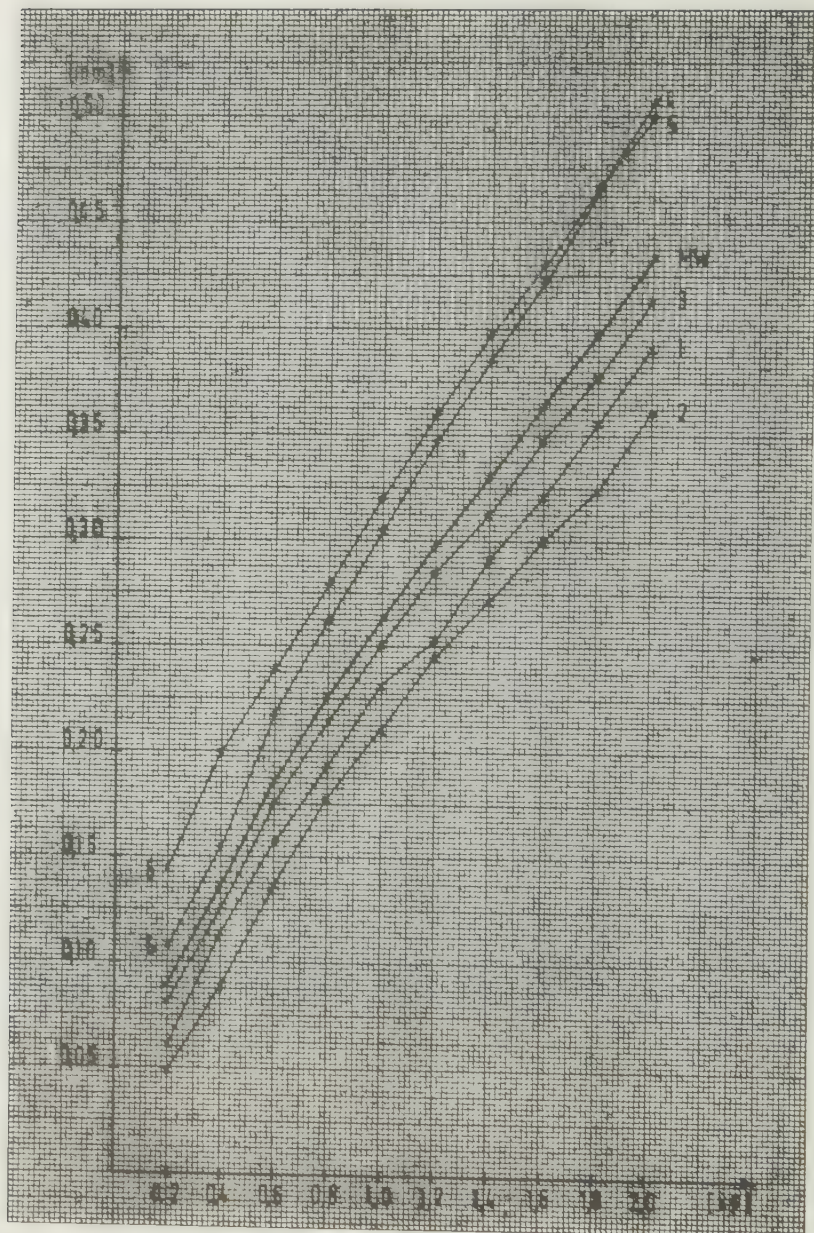


Abb. 20a: SAM Artikulatoren 1-5/ Uhr 5/ Molarenkontakt

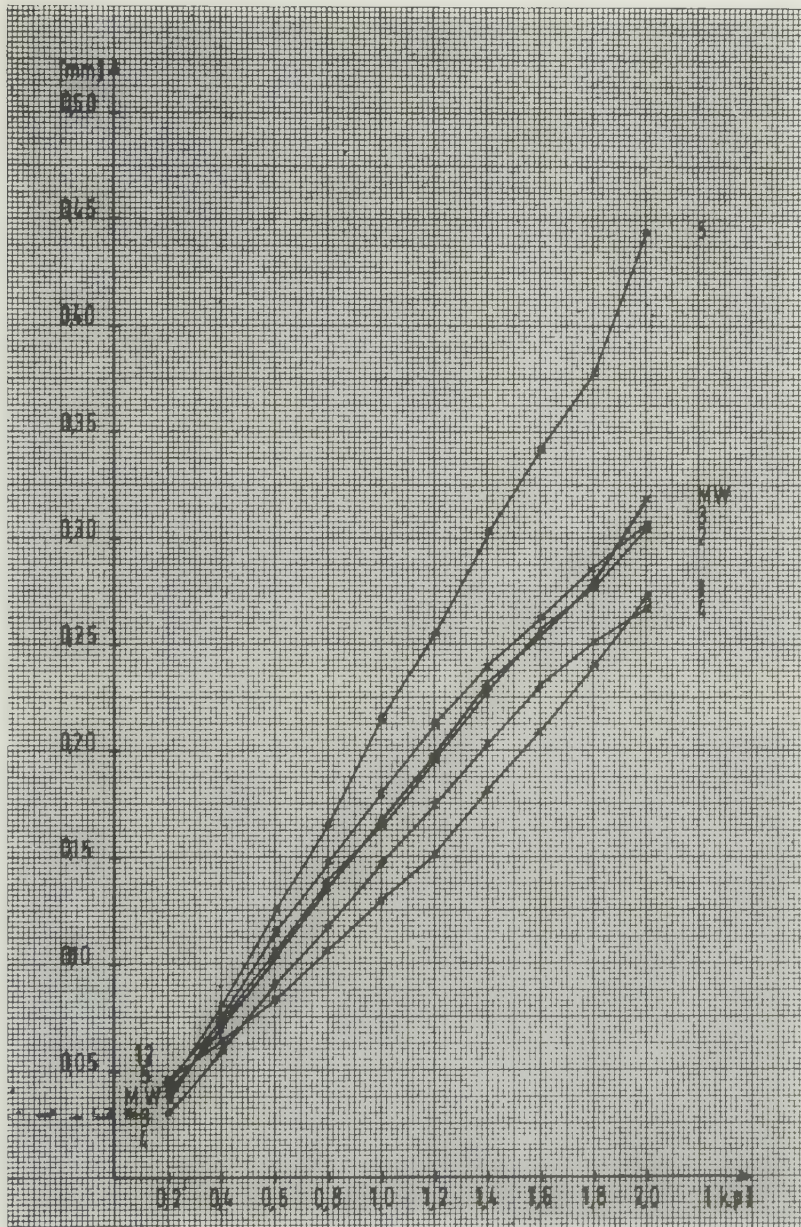


Abb. 20b: DENTATUS Artikulatoren 1-5/ Uhr 5/ Molarenkontakt

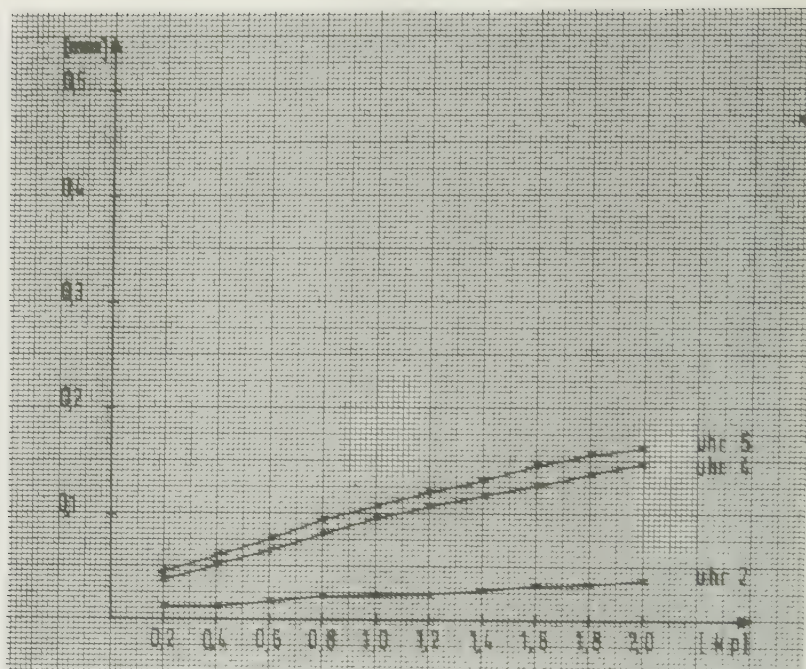


Abb. 21a: SAM Articulatoren 1-5/
Vergleich der Mittelwerte/ Prämolarenkontakt

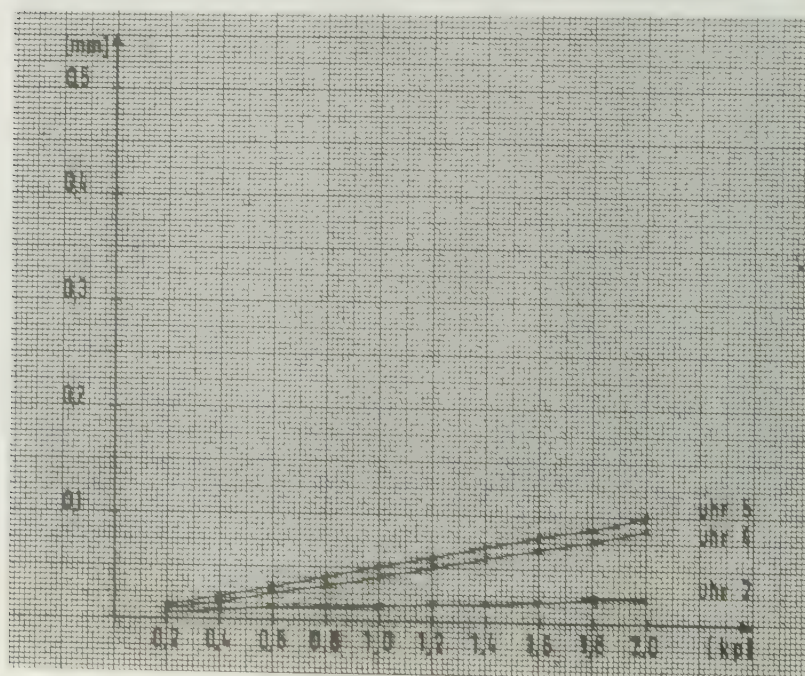


Abb. 21b: DENTATUS Articulatoren 1-5/
Vergleich der Mittelwerte/ Prämolarenkontakt

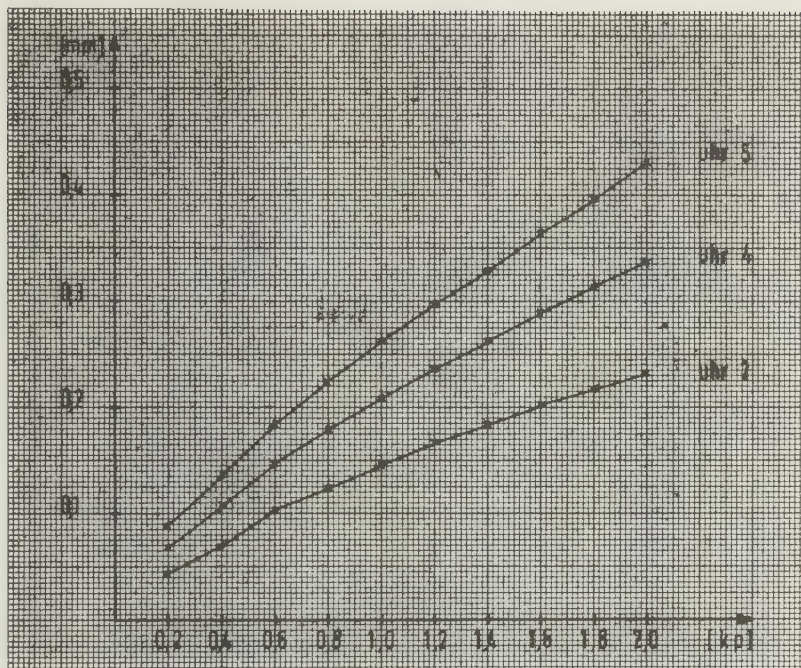


Abb. 22a: SAM Artikulatoren 1-5/
Vergleich der Mittelwerte/ Molarenkontakt

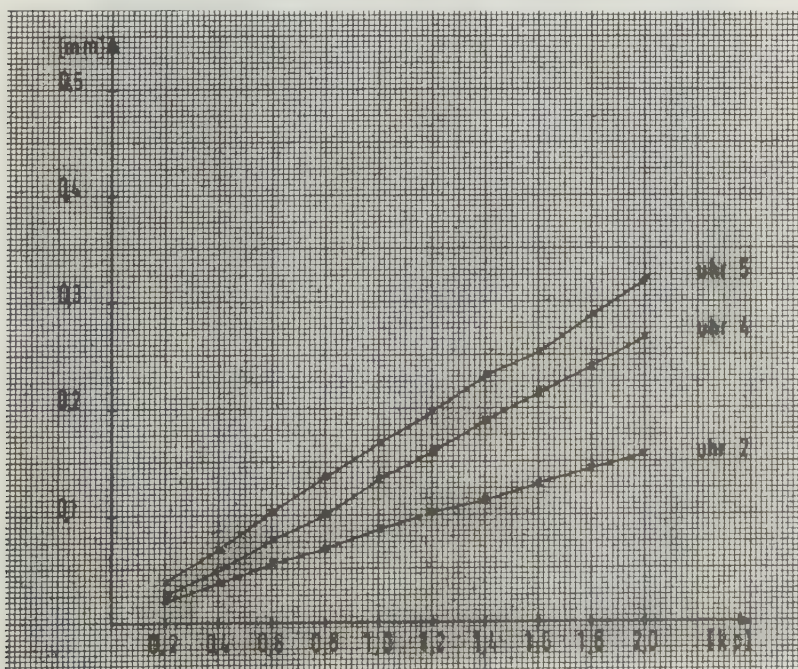


Abb. 22b: DENTATUS Artikulatoren 1-5/
Vergleich der Mittelwerte/ Molarenkontakt

II) Klinische Versuche

1) Material und Methode

Nach Abschluß der Torsionsversuche mit den Artikulatoren stellte sich nunmehr die Frage, in welchem Bereich etwa die in der Praxis auftretenden Deformationskräfte liegen würden. Zu diesem Zwecke wurde ein Meßaufbau konstruiert, der nach folgendem Prinzip funktionierte: der Stützstift eines DENTATUS Artikulators traf beim Schließen des Gerätes auf eine Aluminiumwippe. Diese übertrug den dabei auftretenden Impuls auf einen Geschwindigkeitsaufnehmer (Firma BURSTER, Typ 101-100) der über dem anderen Ende der Wippe befestigt war (Abb. 23).

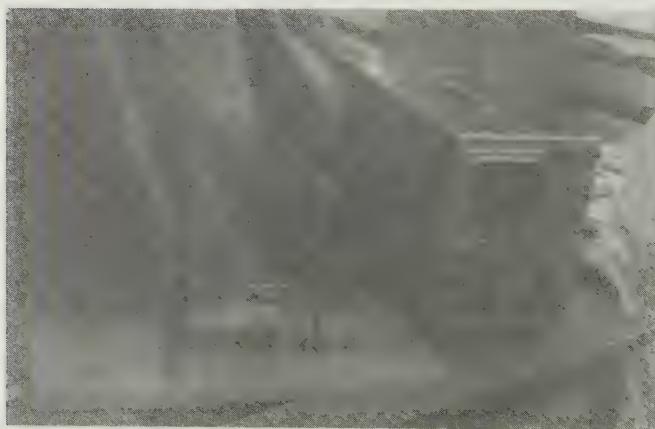


Abb. 23: Meßaufbau mit Geschwindigkeitsaufnehmer

Der Geschwindigkeitsaufnehmer bestand aus zwei in Serie geschalteten Spulen und einem hochkoerzitativen Permanent-Magneten als verschiebbaren Kern und wurde an einen Kathodenspeicheroszillografen angeschlossen, um die übertragenen Werte ablesen zu können. Das größte Problem war die Eichung der Meßapparatur. Dazu gingen wir von folgenden Überlegungen aus: durch das Fallenlassen eines Probekörpers aus einer bestimmten Höhe h auf die eine Seite der Wippe erhält der Kern des Geschwindigkeitsaufnehmers einen Impuls.

Impuls des Körpers:

$$p = m \cdot v \text{ (kg} \cdot \text{m/sec)}$$

m ist durch den Probekörper vorgegeben und betrug bei uns 5, 10, 20 g.

Geschwindigkeit des Probekörpers:

$$v = 2g \cdot h$$

wobei g = Erdbeschleunigung = 9,81 m/sec und h die gewählte Höhe von 10 cm ist.

Um die Kraft des Körpers berechnen zu können, wurde folgendermaßen weiterüberlegt: die allgemeine Definition der Kraft lautet

$$K = \frac{dp}{dt}$$

der zeitliche Verlauf des Impulses läßt sich bei unseren Versuchen in guter Näherung als Gerade darstellen, deshalb kann man für

$$\frac{dp}{dt} = \frac{p}{t}$$

schreiben.

t ist diejenige Zeit, in der der Kern beschleunigt wurde und entspricht auf unseren Kurven

derjenigen Zeit, bis zu der das Maximum der Geschwindigkeit erreicht wurde (Abb. 24).

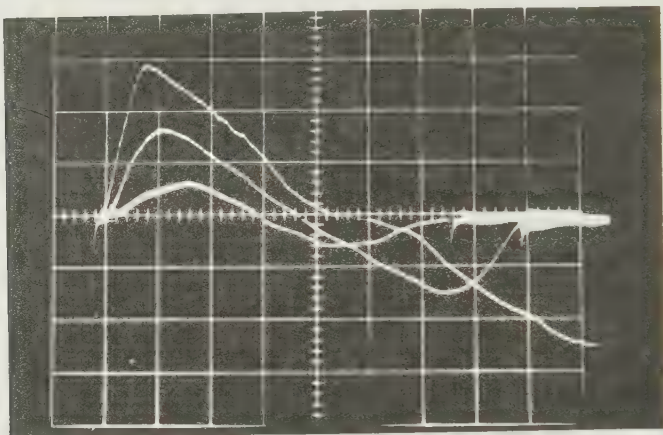


Abb. 24: Eichkurven am Kathodenspeicheroszillografen

Da laut Hersteller die Spannung U proportional der Geschwindigkeit v ist, kann also nach entsprechender Eichung eine der Spannung proportionale Kraft abgelesen werden. Wir nahmen also drei Probekörper mit den Massen

$$m_1 = 5\text{g}$$

$$m_2 = 10\text{g}$$

$$m_3 = 20\text{g}$$

und ließen sie aus einer Höhe von 10 cm je zehnmal auf die Seite der Wippe fallen, auf die sonst der Stützstift auftraf. Wir lasen U und t ab und bildeten jeweils einen Mittelwert:

$$m_1: \bar{U}_1 = 0,41 \text{ V}; \quad \bar{t}_1 = 26,5 \text{ m/sec}$$

$$m_2: \bar{U}_2 = 1,1 \text{ V}; \quad \bar{t}_2 = 20 \text{ m/sec}$$

$$m_3: \bar{U}_3 = 1,63 \text{ V}; \quad \bar{t}_3 = 16 \text{ m/sec}$$

Die Geschwindigkeit des Probekörpers berechnet sich zu

$$v = 2g \cdot h = 1,4 \text{ m/sec}$$

Der Impuls des Probekörpers berechnet sich zu

$$p_1 = m_1 \cdot v = 5 \cdot 10^{-3} \text{ kg} \cdot 1,4 \text{ m/sec} = 7 \cdot 10^{-3} \text{ kgm/sec}$$

Analog erhält man

$$p_2 = 14 \cdot 10^{-3} \text{ kgm/sec}$$

$$p_3 = 28 \cdot 10^{-3} \text{ kgm/sec}$$

Die Kraft betrug

$$k_1 = \frac{p_1}{\bar{t}_1} = \frac{7 \cdot 10^{-3} \text{ kg}}{26,5 \cdot 10^{-3} \text{ sec}^2} = 0,27 \text{ N}$$

Analog erhält man

$$k_2 = 0,69 \text{ N}$$

$$k_3 = 1,75 \text{ N}$$

Der Probekörper mit 5 g erwies sich als zu leicht, d. h. der zeitliche Verlauf wich zu sehr von einer Geraden ab und wurde deshalb nicht mit zur Ermittlung des Proportionalitätsfaktors herangezogen.

Proportionalitätsfaktor $\bar{k}$

$$k_2 = \frac{\bar{U}_2}{\bar{k}_2} = \frac{1,1}{0,69} = 1,54 \text{ V/N}$$

Analog erhält man

$$k_3 = 0,93 \text{ V/N}$$

$$\bar{k} = 1,2 \text{ V/N}$$

Da U proportional K ist und wir den Proportionalitätsfaktor $\bar{k}$ bestimmt haben, läßt sich die Spannung als $U = \bar{k} \cdot K$ darstellen.

Damit erhalten wir für die Kraft K

$$K = \frac{U}{\bar{k}}$$

Mit dem gleichen Meßaufbau wurde dann eine Versuchsreihe mit 62 Probanden durchgeführt. Diese setzten sich aus 9 Assistenten und 53 Studenten der ZMK zusammen. Dabei wurde versucht, die Kraft zu messen, mit der beim Aufsuchen eines Primärkontaktes mit einer Folie im Artikulator zu rechnen ist.

2) Ergebnisse

Die bei unseren Versuchen mit den zweiundsechzig Probanden abgelesenen Spannungen schwankten zwischen 0,2 und 4,3 V. Die größte Häufigkeit trat auf zwischen 0,3 und 0,9 V.

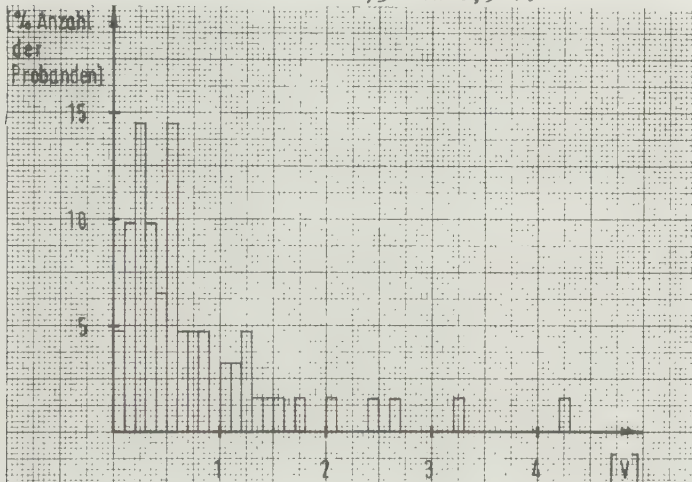


Abb. 25: Proz. Verteilungskurve der abgelesenen Spannungen
Nach unseren Eichungen betragen also die auftretenden

Kräfte: beim Mittelwert	0,67	$N = 0,068$	kp,
beim Höchstwert	3,58	$N = 0,36$	kp,
beim Niedrigstwert	0,083	$N = 0,0084$	kp.

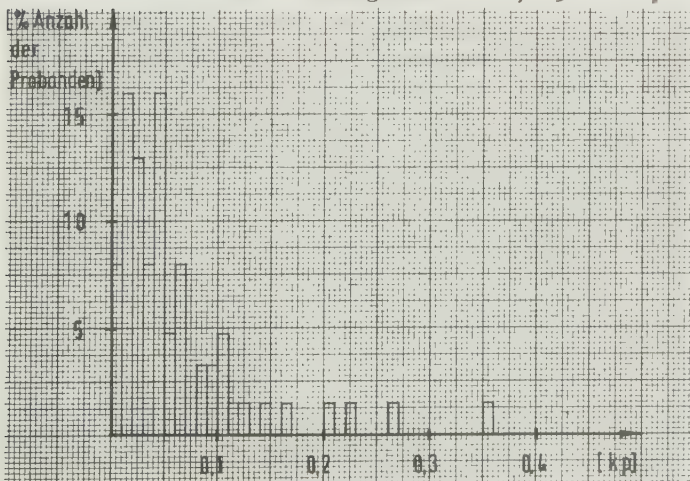


Abb. 26: Proz. Verteilungskurve der ermittelten Kräfte

DISKUSSION

I) Zur Arbeit von HOFMANN (4)

Beim Vorversuch beobachteten wir eine starke Verformbarkeit der Befestigung der Meßapparatur im Artikulator. Diese Verformbarkeit wäre für unsere Versuche nicht zu tolerieren gewesen: es traten Werte auf, die gegenüber der von uns verbesserten Befestigung bis um den fünffachen Wert höher waren, so daß die Ergebnisse von HOFMANN (4) als sehr problematisch betrachtet wurden.

Unsere Versuche wurden mit einer Zugbelastung bis zu 2 kp durchgeführt. HOFMANN (4) jedoch maß nur die Fehler, die durch Veränderung der Gelenkbahn und des Bennettwinkels, durch Herein- und Herausschrauben der Montageplatten und durch Veränderung der Inzisalstifteinstellung auftraten. Es waren also alles Messungen, die ohne Druck oder Zug durchgeführt wurden, so daß man davon ausgehen kann, daß die Meßapparatur HOFMANNS (4) Ansprüchen genügte und seine Resultate als richtig angesehen werden können.

II) Deformationsversuche

Ein Hauptproblem lag bei unseren Deformationsversuchen darin, daß wir unsere Werte statisch ermittelten, d. h. durch Zug einer Federwaage, so daß von einer kontinuierlichen Belastung und damit Verformung gesprochen werden kann. In der Praxis jedoch treten dynamische, kurze Verformungsphasen auf, die nicht mit den Ergebnissen unserer Arbeit gleichgesetzt werden können. Ein direkter Vergleich zweier Artikulatorfabrikate, so wie wir ihn vornahmen, ist jedoch durch unsere Meßanordnung jederzeit möglich.

1) Streuung der einzelnen Geräte

Bei den SAM Artikulatoren trat eine gleichmäßiger verteilte, speziell beim Primärkontakt im Prämolarenbereich größere Streuung auf. Die DENTATUS Artikulatoren zeigten mit Ausnahme des Gerätes Nr. 5 eine geringere Streuung. Die besonders hohen, auffällig aus der Reihe fallenden Werte des DENTATUS Artikulators Nr. 5 sind umso schwerer zu erklären, als es sich um ein völlig neues Gerät handelte.

2) Vergleich Prämolaren- Molarenkontakt

Bei unseren Versuchen wurde - wie erwartet - festgestellt, daß die Deformation bei gleicher Belastung bei einem Primärkontakt im Molarenbereich wesentlich größer ist als im Prämolarenbereich. Der Grund dafür ist sicherlich in der Hebelwirkung beim Molarenkontakt zu suchen, d. h. das Verhältnis Kraftarm / Lastarm verschiebt sich zu Gunsten des ersteren

3) Vergleich der Mittelwerte

Beim Vergleich der Mittelwerte zeigt sich , daß die ermittelten Werte bei den DENTATUS Artikulatoren im Durchschnitt 30 % niedriger lagen als bei den SAM Artikulatoren. Die Ursachen dafür dürften in folgenden Punkten liegen:

- a) in der stabileren Gelenkkonstruktion der DENTATUS Artikulatoren (die Kondylenkugel ist körperhaft umfaßt)
- b) in Materialeigenschaften (Metall, Metall-Kunststoffverbindung)
- c) beim SAM Artikulator in der Konstruktion als Vertreter der Arcon-Gruppe und der damit notwendigen Feststellmechanik.

III) Klinische Versuche

Die klinischen Versuche dienten dazu, annähernd die in der Praxis auftretenden Kräfte zu messen, mit denen beim Aufsuchen eines Primärkontaktes mit einer Folie im Artikulator zu rechnen ist. Es kam nur eine annähernd genaue Messung zustande, weil die Eichung der Meßapparatur ein sehr großes Problem darstellte. Allerdings genügte diese Genauigkeit, um einen für unsere Arbeit ausreichenden Überblick zu schaffen. Es muß einer weiteren detaillierten Untersuchung vorbehalten bleiben, die Deformation bei dynamischer Krafteinwirkung zu überprüfen.

Ein Vergleich der klinisch maximal auftretenden Deformationskräfte von 0,36 kp mit der dabei auftretenden maximalen Abweichung (Molarenversuch/ Uhr 5) von ca. 0,175 mm zeigt, daß mit großer Wahrscheinlichkeit die Genauigkeit von im Artikulator hergestellten Arbeiten nur ganz gering beeinflußt wird. Wer mit der Problematik der Deformation vertraut ist, wird versuchen, diese mögliche Fehlerquelle zu umgehen.

ZUSAMMENFASSUNG

An zehn Artikulatoren zweier verschiedener Fabrikate wurde mit einer speziellen Vorrichtung die dreidimensionale Deformierbarkeit und die Auswirkung dieser Deformation auf die Praxis untersucht:

durch statische Zugmessung

durch Impulsmessung

Es zeigte sich daß:

Artikulatoren verformt werden können

die Verformbarkeit beim Primärkontakt im Molarenbereich höher liegt, als im Prämolarenbereich

die Werte der einzelnen Geräte stark streuen

die Ergebnisse beim Vergleich der Mittelwerte unserer Messungen bei DENTATUS Artikulatoren 30 % niedriger lagen als bei SAM Artikulatoren

die in der Praxis auftretenden Deformationskräfte bei ca. 70 p liegen

Aus all diesen Einzelergebnissen läßt sich ableiten, daß die in der Praxis auftretenden Deformierungen so gering sind, daß sie vernachlässigt werden können, wenn mit den Artikulatoren ordnungsgemäß verfahren wird.

LITERATURVERZEICHNIS

- 1) MAROLD, A.: Das Problem des Artikulators in experimenteller Sicht. Schw. Msch. f. Zahnheilk. Nr. 8, 767 (1971).
- 2) KIENER, H.: Die Reproduktion der Unterkiefergrenzbewegungen. Vergleichende Untersuchungen bei vier gebräuchlichen Artikulatoren. Med. Diss. Bern 1969.
- 3) SCHEINGRABER, T.: Das Auftreten von Verschleißerscheinungen der SAM Kondylarbahnelemente und dem damit verbundenen Verlust der Präzision. Med. Diss. München 1976.
- 4) HOFMANN-HAMMAD, A.: Vergleichende Untersuchung zur Reproduzierbarkeit verschiedener Artikulatoreinstellungen (DENTATUS ARH, SAM, WHIP MIX). Med. Diss. Erlangen 1976.

Herrn Prof. Dr. Dr. O. Bock danke ich recht herzlich für die Überlassung des Themas.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. A. Kröncke für die Übernahme des Referates.

Darüber hinaus danke ich besonders Herrn Dr. K. Ott für die tatkräftige Unterstützung bei der Bearbeitung.

Mein Dank gilt außerdem Herrn Dr. R. Ott für seine freundliche Mithilfe.

Desweiteren danke ich Herrn Mechanikermeister Reichelt für seine Hilfe bei der Erstellung der Meßapparatur.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meiner Frau, die mich bei meinen Messungen unterstützte und die Niederschrift dieser Arbeit ausführte.

LEBENS LAUF

Am 22. 2. 1950 wurde ich als Sohn des deutschen Zahnarztes Alois Zilbauer und seiner Ehefrau Irma, geb. Noß, in Vohenstrauß geboren.

Von 1956 bis 1961 besuchte ich fünf Klassen der Volksschule Vohenstrauß, von 1961 bis 1970 neun Klassen des Augustinus-Gymnasiums in Weiden. Dort legte ich 1970 die Reifeprüfung ab.

Während der dreieinhalbjährigen Wartezeit arbeitete ich in verschiedenen zahntechnischen Labors und in der väterlichen Praxis in Vohenstrauß. Sodann studierte ich in Erlangen ein Semester Physik und in Regensburg ein Semester an der Pädagogischen Hochschule.

Zum Sommersemester 1974 begann ich in Erlangen mit dem Studium der Zahnheilkunde und bestand nach fünf Semestern die Zahnärztliche Vorprüfung. Das klinische Studium absolvierte ich ebenfalls an der Friedrich-Alexander-Universität in Erlangen. Hier bestand ich am 28. 7. 1979 das Staatsexamen.

Erlangen im September 1979



Klaus Zilbauer

